

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-222725

(43) 公開日 平成7年(1995)8月22日

(51) Int. Cl.<sup>6</sup>

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 5/055

G 0 1 R 33/46

8825-4C

A 6 1 B 5/ 05

3 5 1

G 0 1 N 24/ 08

5 2 0 L

審査請求 未請求 請求項の数1 OL (全 5 頁)

(21) 出願番号

特願平5-144854

(22) 出願日

平成5年(1993)6月16日

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 山本 光秋

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

(72) 発明者 齊藤 安正

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

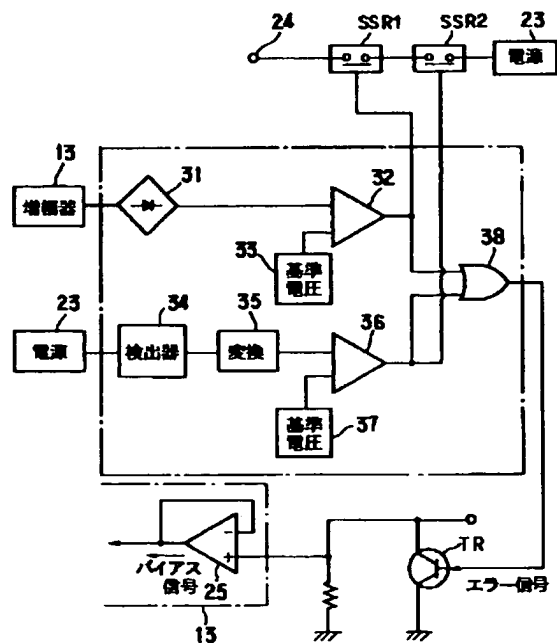
(74) 代理人 弁理士 多田 公子 (外1名)

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】

【目的】 磁気共鳴イメージング装置の高周波コイルより照射される照射パワーが安全基準SARを越えないようにする。

【構成】 高周波コイルの高周波増幅器13は、保護回路として高周波増幅器13の出力及び電源電流をそれぞれ所定値と比較して、出力及び電源電流がそれぞれ所定値を越えたときにエラー信号を発生する比較器32、36を備える。比較器32、36のいずれかからエラー信号が出されると高周波増幅器13の電源23を遮断するとともに、高周波増幅器13のバイアスON信号を遮断する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 静磁場内に置かれた被検体の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために、高周波パルスを所定のパルスシーケンスで印加するための高周波コイルと、前記高周波パルスを増幅するための高周波増幅器とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、前記高周波増幅器は前記高周波コイルの照射パワーが所定の値を越えないように前記照射コイルへの出力を遮断する保護回路を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】 この発明は、核磁気共鳴（以下、NMRという）現象を利用して被検体の所望部位の断層画像を得る磁気共鳴イメージング（以下、MRIという）装置に関し、特に安全性を向上させたMRI装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】 MRI装置は、静磁場に置かれた被検体に高周波コイルにより電磁波を照射して生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせ、それによって発生する磁気共鳴信号（以下、NMR信号という）を受信コイルで受信し、受信されたNMR信号にフーリエ変換を行なって画像に再構成するもので、被検体の任意箇所における断層像を得るために広く利用されている。

【0003】 このような磁気共鳴イメージング装置は、図3に示すように被検体1に静磁場を与える静磁場発生磁石2と、被検体1に傾斜磁場を与える磁場勾配発生系3と、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波パルスを所定のパルスシーケンスで繰返し印加するシーケンサ7と、このシーケンサ7からの高周波パルスにより被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴をおこさせるために高周波磁場を照射する送信系4と、核磁気共鳴により放出されるNMR信号を検出する受信系5と、この受信系5で検出したNMR信号を用いて画像再構成演算を行う信号処理系6とを備え、核磁気共鳴により放出されるNMR信号の計測を繰返し行って断層像を得るようになって

いる。

【0004】 送信系4は、高周波発振器11と、変調器12と、高周波増幅器13と、高周波コイル14とから成り、高周波発振器11で発生された高周波パルスは、変調器12で所定の周波数に変調された後、高周波増幅器13で増幅されて高周波コイル14に印加される。ここで高周波コイル14による照射パワー、即ち電磁波の出力が大きすぎると被検体1に悪影響を与える場合があり、その安全のための基準としてSAR（Specific Absorption Rate）（単位体重当りの照射パワー、w/kg）が定められている。従って、従来のMRI装置では、高周波増幅器13は、その最大能力で使用された場合でも照

射パワーがSARを越えないものを使用するか、または高周波増幅器の能力を考慮に入れ、その出力がSARを越えない程度を入力信号を増幅器に与えるように、ソフトウェアで制御する方法が採用されている。

## 【0005】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、高周波増幅器の最大能力自体をSARを越えないものに制限した場合には、MRI装置の計測の高機能化に対応することができない。又、ソフトウェアで高周波増幅器への入力を制限する方法では、ソフトウェアのエラーあるいは暴走があった場合にはSARを越えてしまうおそれがあり、安全性を確保することができない。

【0006】 この発明は、このような従来の問題点を解決するためになされたもので、MRI装置の高機能化に対応すべく、比較的高い高周波増幅器の能力を維持した状態でしかも安全性を高めたMRI装置を提供することを目的とする。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】 このような目的を達成する本発明のMRI装置は、静磁場内に置かれた被検体の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために、高周波パルスを所定のパルスシーケンスで印加するための高周波コイルと、高周波パルスを増幅するための高周波増幅器とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、高周波増幅器は高周波コイルの照射パワーが所定の値を越えないようにする保護回路を備えたものである。保護回路は、第一の態様として、高周波増幅器の出力パワーを検出し、検出された出力パワーが予め設定された値を越えたときにエラー信号を発生する比較器と、比較器からのエラー信号によって高周波増幅器の高周波コイルへの出力を遮断するスイッチ手段とから成るものである。更に第二の態様として、保護回路は、高周波増幅器の電源電流を検出し、検出された電源電流が予め設定された値を越えたときにエラー信号を発生する比較器と、比較器からのエラー信号によって高周波増幅器の高周波コイルへの出力を遮断するスイッチ手段とから成るものである。これら第1及び第2の態様による保護回路は、いずれか一方のみを用いてもよいが、安全性の確実にするために併用することが好ましい。

## 【0008】

【作用】 高周波増幅器の保護回路は、電源電流を検出し電圧に変換した値と、別の回路によって予め設定された基準電圧とを比較器により比較し、電源電流に対応する電圧値が基準電圧を越えた場合にはエラー信号を発生し、スイッチ手段を介して高周波増幅器の電源及びバイアスON信号を遮断し、その動作を停止する。また高周波増幅器の保護回路は、高周波増幅器の出力パワーを電圧値に変換したものと、予め設定された基準の電圧値とを比較器により比較し、出力パワーに対応する電圧値が基準の電圧値を越えた場合にもエラー信号を発生し、ス

イッチ手段を介して同様に高周波増幅器の動作を停止する。これら電圧の基準値を適宜に設定することにより、照射パワーが安全基準SARを越えるのを防止することができる。又、保護回路を、検出された出力パワーにより機能するものと、電源電流により機能するものと2系統設けることにより、保護機能を確実にすることができる。

#### 【0009】

【実施例】以下、本発明の実施例を図面に基づいて詳細に説明する。本発明が適用される磁気共鳴イメージング(MRI)装置は、その全体構成を図3のブロック図に示すように、NMR現象を利用して被検体の断層像を得るもので、静磁場発生磁石2と、磁場勾配発生系3と、送信系4と、受信系5と、信号処理系6と、シーケンサ7と、中央処理装置(CPU)8とを備えている。

【0010】静磁場発生磁石2は、被検体1の周りに任意の方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体1の周りにある広がりをもった空間に永久磁石方式又は常電導方式或いは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。磁場勾配発生系3は、互に直交するデカルト座標軸方向、即ちX、Y、Zの三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とからなり、後述のシーケンサ7からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X、Y、Zの三軸方向の傾斜磁場を被検体1に印加するようになっている。この静磁場の加え方により被検体1に対するスライス面を設定することができる。

【0011】送信系4は高周波パルスにより被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射するもので、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル14とから成り、高周波発振器11から出力された高周波パルスをシーケンサ7の命令に従って変調器12で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された高周波コイル14に供給することにより、電磁波が被検体1に照射されるようになっている。

【0012】受信系5は、被検体1の生体組織の原子核の核磁気共鳴により放出されるエコー信号(NMR信号)を検出するもので、受信側の高周波コイル15と増幅器16と直交位相検波器17と、A/D変換器18とから成り、送信側の高周波コイル14から照射された電磁波による被検体1の応答の電磁波(NMR信号)は被検体1に近接して配置された高周波コイル15で検出され、増幅器16及び直交位相検波器17を介してA/D変換器18に入力してデジタル量に変換され、更にシーケンサ7からの命令によるタイミングで直交位相検波器17によりサンプリングされた二系列の収集データとされ、その信号が信号処理系6に送られるようになって

いる。

【0013】信号処理系6は、CPU8と、磁気ディスク19及び磁気テープ20等の記録装置と、CRT等のディスプレイ21、キーボード等の入力装置22とから成り、CPU8でフーリエ変換、補正係数計算・像再構成等の処理を行い、任意断面の信号強度分布或いは複数の信号に適宜な演算を行って得られた分布を画像化してディスプレイ21に断層像として表示するようになっている。尚、図3において、送信側及び受信側の高周波コイル14、15と傾斜磁場コイル9は、被検体1の周りの空間に配置された静磁場発生磁石2の磁場空間内に配置されている。

【0014】シーケンサ7は被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波パルスをある所定のパルスシーケンスで繰返し印加するもので、CPU8の制御で動作し、被検体1の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、送信系4及び磁場勾配発生系3並びに受信系5に送るようになっている。ここで送信系4によって被検体1に印加される高周波パルス

が、安全基準SAR(Specific Absorption Rate)を越えないために、このMRI装置は送信系4の高周波増幅器13には、図1及び図2に示すように保護回路30が設けられる。保護回路30は、高周波増幅器13の出力パワーを検出し、検出された出力パワーが予め設定された値を越えたときにエラー信号を発生して高周波増幅器13の高周波コイル14への出力を遮断する第1の系統と、高周波増幅器の電源電流を検出し、検出された電源電流が予め設定された値を越えたときにエラー信号を発生して高周波増幅器13の高周波コイル14への出力を遮断する第2の系統の2系統から成る。

【0015】第1の系統の保護回路は、高周波増幅器13の出力を電圧に変換しアブレーションする整流器31と、整流器31の出力と基準電圧とを比較し整流器31の出力が基準電圧を越えたときにエラー信号を発生する第1の比較器32と、第1の基準電圧発生回路33とを備える。また第2の系統の保護回路は、その電源23の電流を検出する検出器34と、検出器34で検出された電流を電圧に変換する電流-電圧変換器35と、電流-電圧変換器35の出力と基準電圧とを比較し電流-電圧変換器35の出力が基準電圧を越えたときにエラー信号を発生する第2の比較器36と、第2の基準電圧発生回路37とを備えている。

【0016】検出器34としては公知のカレントトランス等が用いられ、電源トランスの一次側或いは二次側の電流値又は電源23が安定化回路を備える場合にはその出力の電流値のいずれを検出するようにしてもよい。高周波増幅器の動作はパルス動作なので、電流-電圧変換器35は、この電圧をアブレーションした電圧を出力する。

【0017】第1及び第2の比較器32、36の出力

5

(エラー信号)はともにオア回路38を介して高周波増幅器13に入力されるとともに、それぞれAC入力24と電源23との間に設けられたスイッチ手段であるリレーSSR1、SSR2に供給されリレーを駆動する。オア回路38の出力は、スイッチ手段であるスイッチングトランジスタTRに入力される。スイッチングトランジスタTRは高周波増幅器13のバイアス信号制御用オペアンプ25をスイッチングする。即ち、スイッチングトランジスタTRのコレクタは、高周波増幅器13のバイアス信号制御用オペアンプ25の(+)端子に接続されており、スイッチングトランジスタTRがオンすることにより、コレクタ側がグランドGNDに落ちるとバイアス信号制御用オペアンプ25の出力は0となり、バイアスON信号が遮断される。

【0018】尚、基準電圧発生回路33、37はそれぞれ高周波コイルからの照射パワーがSARを越えないような値に設定される。このような構成において、まず静磁場発生磁石2及び磁場勾配発生系3により所定のスライス面を設定して被検体1に0.02〜2テスラ程度の静磁場が印加される。この時、被検体1中の原子の原子核スピンは静磁場の強さによって決る周波数(ラーモア周波数)で歳差運動を行なう。

【0019】送信系4内の高周波コイル14によって計測しようとする原子核のラーモア周波数に等しい周波数の電磁波を印加し、その原子核に核磁気共鳴を起こさせる。この高周波磁場を打切るとスピンはそれぞれの状態に応じた時定数でもとの低いエネルギー状態に戻り、この時放出される電磁波(NMR信号)を高周波受信コイル15で受信して増幅器16で増幅、波形整形した後、A/D変換器18でデジタル化してCPU8に送る。CPU8は、このデータを基に画像を再構成演算し、被検体1の断層画像をディスプレイ21に表示する。

【0020】ここで、送信系4においては、高周波発振器11から出力された高周波パルスをシーケンサ7の命令に従って変調器12で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後高周波コイル14に供給するが、高周波増幅器13の保護回路30は、その電源23の電流を検出し、それを電圧に変換した値が第2の基準電圧発生回路37で設定された電圧値より大きい場合には比較器36からエラー信号が出される。このエラー信号によりリレーSSR2が作動し、高周波増幅器13の電源を遮断する。また、エラー信号がオア回路38を介してスイッチングトランジスタTRに入力されるとスイッチングトランジスタTRをオンにする。これによりバイアス信号制御用オペアンプ25の出力は0となり、バイアスON信号が遮断される。従って、高周波増幅器13が停止し所定値以上の電流が高周波コイル14に供給されるのを防止する。

【0021】また保護回路30は、高周波増幅器13の出力を検出し、その電圧値が第1の基準電圧発生回路3

6

3で設定された電圧値よりも高い場合には比較器32からエラー信号が出される。このエラー信号によりリレーSSR1が作動し、高周波増幅器13の電源を遮断する。また、エラー信号がオア回路38を介してスイッチングトランジスタTRに入力されるとスイッチングトランジスタTRをオンにし、バイアスON信号を遮断する。これにより所定値以上の電流が高周波コイル14に供給されるのを防止する。この場合、エラー信号によって増幅器の動作を停止させると同時に、図示しない警告灯や警告音等のアラームを動作させるようにすることも可能である。

【0022】このように電源電流が所定値を越えたとき及び高周波増幅器出力が所定値を越えたときに、高周波増幅器を停止するようにしたので、被検体へ照射する電磁波パワーが安全基準SARを越えることがなくなり、安全性を確保することができる。さらに保護回路として2系統の保護回路を併用することにより動作を確実にし安全性を向上させることができる。

【0023】尚、以上の実施例では保護回路として2系統を備えたものについて説明したが、保護回路は1系統であるものも本発明の範囲に含まれることは言うまでもない。また、保護回路から出されるエラー信号により、電源の遮断と増幅器のバイアスON信号の遮断とをともに行うようにしているが、電源の遮断或いはバイアスON信号の遮断のいずれかを行うようにしてもよい。

【0024】

【発明の効果】以上の説明からも明らかなように、本発明のMRI装置によれば、被検体へ電磁波を照射する高周波コイルの高周波増幅器に照射パワーが所定値を越えないようにする保護回路を設けたので、被検体に安全基準SARを越える電磁波が照射されるおそれがなく、MRI装置の安全性を高めることができる。又、保護回路として2系統の保護回路を用いた場合には更に安全性を確実にできる。更に本発明のMRI装置によれば、高周波増幅器の電源として能力の高いものを用いることができるので計測の高機能化を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の磁気共鳴イメージング装置の保護回路のブロック図。

【図2】本発明の磁気共鳴イメージング装置の送信系のブロック図。

【図3】本発明の磁気共鳴イメージング装置の全体構成を示すブロック図。

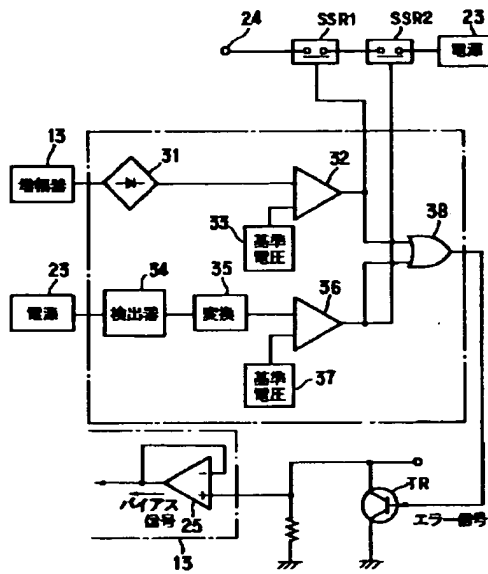
【符号の説明】

- 1…被検体
- 2…磁場発生装置
- 3…磁場勾配発生系
- 4…送信系
- 5…受信系
- 6…信号処理系

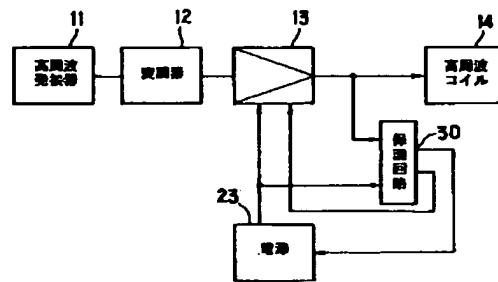
7...シーケンサ  
8...CPU  
13...高周波増幅器  
14...高周波コイル  
23...高周波増幅器の電源

30...保護回路  
32...第1の比較器  
36...第2の比較器  
SSR1、SSR2...リレー（スイッチ手段）  
TR...スイッチングトランジスタ（スイッチ手段）

【図1】



【図2】



【図3】

